

-1- (JAPIO)
AN - 88-277038
TI - DIAGNOSTIC APPARATUS
PA - (2485540) HAMAMATSU PHOTONICS KK
IN - SUZUKI, SUSUMU; YAGI, SUMIO; OZAKI, TAKEO; HAKAMATA, NAOTOSHI
PN - 88.11.15 J63277038, JP 63-277038
AP - 87.05.08 87JP-110470, 62-110470
SO - 89.03.09 SECT. C, SECTION NO. 574; VOL. 13, NO. 101, PG. 84.
IC - A61B-005/14; A61B-005/00
JC - 28.2 (SANITATION—Medical)
FKW - R002 (LASERS); R012 (OPTICAL FIBERS)
AB - PURPOSE: To enhance system efficiency, by providing a plurality of the mount jigs on an irradiation side and a plurality of the mount jigs on a detection side corresponding to said mount jigs on the irradiation side and measuring a plurality of objects to be measured or a plurality of areas in a time sharing manner.
CONSTITUTION: A plurality of the mount jigs 6 on an irradiation side and a plurality of the mount jigs 7 on a detection side are mounted to a plurality of the areas of one object to be measured to start diagnosis. Light source groups GLD are provided to a plurality of the mount jigs 6 on the irradiation side so as to correspond thereto and, when diagnosis is started, one of a plurality of the light source groups is selected and the light sources in the selected light source group are successively driven. By this method, near infrared rays having different wavelengths are successively incident to the object to be measured having the mount jigs on the irradiation side corresponding to the selected light source group mounted thereto and transmission quantity is counted by a common transmission quantity detection apparatus 4. After transmission quantity is counted by driving the light sources of one light source group, the next light source group is driven to perform the same processing. By this method, a plurality of the regio of one object to be measured or the regios of a plurality of objects to be measured can be measured in a time sharing manner.

⑯ 日本国特許庁(JP)

⑰ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報(A)

昭63-277038

⑨ Int. Cl.⁴

A 61 B 5/14
5/00

識別記号

3 1 0
1 0 1

庁内整理番号

7916-4C
A-7437-4C

⑬ 公開 昭和63年(1988)11月15日

審査請求 未請求 発明の数 1 (全11頁)

⑭ 発明の名称 診断装置

⑮ 特 願 昭62-110470

⑯ 出 願 昭62(1987)5月8日

⑰ 発 明 者 鈴木 進 静岡県浜松市市野町1126番地の1 浜松ホトニクス株式会
社内
⑱ 発 明 者 八 木 住 男 静岡県浜松市市野町1126番地の1 浜松ホトニクス株式会
社内
⑲ 発 明 者 尾 崎 健 夫 静岡県浜松市市野町1126番地の1 浜松ホトニクス株式会
社内
⑳ 発 明 者 袴 田 直 俊 静岡県浜松市市野町1126番地の1 浜松ホトニクス株式会
社内
㉑ 出 願 人 浜松ホトニクス株式会 静岡県浜松市市野町1126番地の1
社
㉒ 代 理 人 弁理士 植本 雅 治

明 細 書

1. 発明の名称

診断装置

2. 特許請求の範囲

1) コンピュータシステムの制御の下で複数の光源から順次に出力される近赤外光を体内器官に入射させて体内器官からの近赤外光の透過量を検出する型式の診断装置において、複数の照射側取付具と、該複数の照射側取付具にそれぞれ対応している複数の検出側取付具とを備え、複数の患者または複数の部位を時分割で測定するようになっていることを特徴とする診断装置。

2) 前記複数の照射側取付具は、複数の光源群に接続され、前記複数の検出側取付具は、共通の透過光検出装置に接続され、該複数の光源群の各々は、異なる波長の近赤外光を順次に出力する複数の光源を備えていることを特徴とする特許請求の範囲第1項に記載の診断装置。

3) 前記複数の照射側取付具のそれぞれは、異なる波長の近赤外光を順次に出力する複数の光源に接続され、前記複数の検出側取付具は、対応した透過光検出装置に接続されていることを特徴とする特許請求の範囲第1項に記載の診断装置。

3. 発明の詳細な説明

〔産業上の利用分野〕

本発明は、人間あるいは動物の脳組織などの体内器官の酸素量を測定する診断装置に関し、特に血液中のヘモグロビンの酸素量、細胞内のチトクロムの酸素量を近赤外光によって検出することで、体内器官の酸素量を測定する診断装置に関する。

〔従来の技術〕

一般的に、脳組織等の体内器官の機能を診断する際に、体内器官内の酸素量が十分なものであって適切に利用されているか否かは、基本的かつ重要なパラメータとなる。体内器官への十分な酸素の供給は、胎児、新生児の生育力に欠くことができないものであり、酸素の供給が十分でない場合

には、胎児、新生児の死亡率は高く、また生存しえたとしても後遺症として体内器官に与える影響は大きい。また酸素が欠乏することによって体内の全ての器官が影響を受けるが、特に脳組織への損傷が大きい。

このような体内器官の酸素量を早期にかつ容易に診断するために、1981年8月4日に付与された米国特許第4,281,645号に開示されているような診断装置が開発されている。この種の診断装置では、血液中の酸素運搬媒体であるヘモグロビンと、酸化還元反応を行なう細胞中のチトクロム a, a_3 とによる近赤外光の吸収スペクトルに基づいて、体内器官、特に脳の酸素量の変化を測定するようになっている。すなわち、波長範囲が700乃至1300nmの近赤外光は、第4図(a)に示すように酸素と結合したヘモグロビン(HbO_2)と酸素の取除かれたヘモグロビン(Hb)とで異なる吸収スペクトル α_{HbO_2} 、 α_{Hb} を示し、また第4図(b)に示すように酸化

されたチトクロム $a, a_3(CyO_2)$ と還元されたチトクロム $a, a_3(Cy)$ とで異なる吸収スペクトル α_{CyO_2} 、 α_{Cy} を示す。このような近赤外光の性質を利用して、患者の頭部の一方の側から4種類の異なる波長 $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4$ (例えば775nm, 800nm, 825nm, 850nm)の近赤外光を時分割で入射させ、頭部を透過した光量を頭部の他方の側で順次に検出し、これら4種類の検出結果に所定の演算処理を施すことで、4つの未知数、すなわち、酸素と結合したヘモグロビン(HbO_2)、酸素の取除かれたヘモグロビン(Hb)、酸化されたチトクロム $a, a_3(CyO_2)$ 、還元されたチトクロム $a, a_3(Cy)$ のそれぞれの濃度変化量を算出し、これに基づいて例えば脳の酸素量の変化を測定するようになっている。

第5図はこのような診断装置の概略構成図である。第5図において従来の診断装置は、4種類の異なる波長 $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4$ の近赤外光をそれぞれ出力するレーザダイオードなどの光源L

D1乃至LD4と、光源LD1乃至LD4の出力タイミングを制御する光源制御装置55と、光源LD1乃至LD4から出力される近赤外光を頭部60にそれぞれ照射させるための光ファイバ50-1乃至50-4と、光ファイバ50-1乃至50-4の端部を互いに束にして保持する照射側取付具51と、照射用取付具51の取付けられる側とは反対側の頭部60の所定位置に取付けられる検出側取付具52と、検出側取付具52に保持され頭部60を透過した近赤外光を案内する光ファイバ53と、光ファイバ53によって案内された近赤外光の光子数を計数し近赤外光の透過量を測定する透過光検出装置54と、診断装置全体を制御し、さらに近赤外光の透過量に基づき脳組織の酸素の変化量を測定するコンピュータシステム56とからなっている。

コンピュータシステム56は、プロセッサ62と、メモリ63と、ディスプレイ、プリンタなどの出力装置64と、キーボードなどの入力装置65とを備えており、これらはシステムバス66

によって互いに接続されている。またコンピュータシステム56のシステムバス66には、外部I/Oとして、光源制御装置55と、透過光検出装置54とが接続されている。

光源制御装置55は、コンピュータシステム56からの指示により、第6図(a)乃至(d)に示すような駆動信号ACT1乃至ACT4で光源LD1乃至LD4を駆動している。第6図(a)乃至(d)において1測定期間 M_k ($k=1, 2, \dots$)は、N回のサイクルCY1乃至CYNからなっている。サイクルCY1乃至CYNのうちの任意のサイクルCYnのフェーズ $\phi n1$ では、いずれの光源LD1乃至LD4も駆動されず、頭部60には光源LD1乃至LD4からの近赤外光は照射されない。またフェーズ $\phi n2$ では、光源LD1が駆動され、光源LD1から例えば775nmの近赤外光が出力される。同様にフェーズ $\phi n3$ では光源LD2が駆動されて光源LD2から例えば800nmの近赤外光が出力され、フェーズ $\phi n4$ では光源LD3が駆動されて光源LD3から例

えば825nmの近赤外光が出力され、フェーズ $\phi n5$ では光源LD4が駆動されて光源LD4から例えば850nmの近赤外光が出力される。このように光源制御装置55は、光源LD1乃至LD4を時分割で順次に駆動するようになっている。

また透過光検出装置54は、光ファイバ53からの近赤外光の光量を調節するフィルタ57と、レンズ70、71と、フィルタ57からの光をパルス電流に変換して出力する光電子増倍管58と、光電子増倍管58からのパルス電流を増幅する増幅器59と、増幅器59からのパルス電流のうちで所定の波高閾値以下のパルス電流を取除く波高弁別器60と、チャンネルごとの光子数頻度を検出するマルチチャンネルフォトンカウンタ61と、マルチチャンネルフォトンカウンタ61の検出期間を制御する例えば検出制御器67と、光電子増倍管58を取容しているクーラ69の温度を調節する温度コントローラ68とを備えている。

このような構成の診断装置では、使用に際して、照射側取付具51と検出側取付具52とを頭部

60の所定位置にテープなどによりしっかりと取付ける。次いで光源制御装置55により光源LD1乃至LD4を第6図(a)乃至(d)のようにそれぞれ駆動すると、光源LD1乃至LD4からは4種類の異なる波長の近赤外光が時分割で順次に出され、光ファイバ50-1乃至50-4を介して頭部60に入射する。頭部60の骨や柔らかな組織は、近赤外光に対して透過性であるので、近赤外光は主に血液中のヘモグロビン、細胞内のチトクロムa、 a_3 に一部が吸収されて光ファイバ53に出力され、光ファイバ53から透過光検出装置54に加わる。なお、光源LD1乃至LD4のいずれもが駆動されないフェーズ $\phi n1$ では透過光検出装置54には光源LD1乃至LD4からの透過光は入射せず、このときには透過光検出装置54においてダーク光の検出が行なわれる。

透過光検出装置54の光電子増倍管58は、高感度、高応答速度で動作するフォトンカウンティング用のものである。光電子増倍管58の出力パルス電流は増幅器59を介して波高弁別器60に

入力する。波高弁別器60では、所定の波高閾値以下のノイズ成分を取除き信号パルスだけをマルチチャンネルフォトンカウンタ61に入力させるようになっている。マルチチャンネルフォトンカウンタ61は、検出制御器67からの第6図(e)に示すような制御信号CTLにより、第6図(a)乃至(d)に示すような光源LD1乃至LD4の駆動信号ACT1乃至ACT4に同期した期間 T_0 だけ光子数の検出を行ない、光ファイバ53から入射した光に対して各波長ごとの検出フォトン数を計数する。これにより近赤外光の各波長ごとの透過量データが求められる。

すなわち、第6図(a)乃至(e)に示すように、光源制御装置55の1つのサイクルCYn中、フェーズ $\phi n1$ では、光源LD1乃至LD4のいずれもが駆動されないで、透過光検出装置54ではダーク光データdが計数される。またフェーズ $\phi n2$ 乃至 $\phi n5$ では光源LD1乃至LD4が時分割で順次に駆動されるので、透過光検出装置54では、4つの異なる波長 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ 、

$\lambda 4$ の近赤外光の透過量データ $t_{\lambda 1}$ 、 $t_{\lambda 2}$ 、 $t_{\lambda 3}$ 、 $t_{\lambda 4}$ が順次に計数される。

このように、1つのサイクルCYn中に順次計数されるダーク光データdおよび透過量データ $t_{\lambda 1}$ 、 $t_{\lambda 2}$ 、 $t_{\lambda 3}$ 、 $t_{\lambda 4}$ は、N回のサイクルCY1乃至CYNにわたって計数が続けられる。すなわちN回のサイクルをもって、1測定期間 M_k ($k=1, 2, \dots$)とされる。具体的には、例えば1つのサイクルCYnが200 μ 秒でありNが10000回であるとする、1測定期間 M_k は2秒となる。1測定期間 M_k が終了した時点で、ダーク光データの計数結果

$$D = \left(\sum_{n=1}^N d / CYn \right), \text{ および透過量データの}$$

$$\text{計数結果 } T_{\lambda 1} \cdot T_{\lambda 2} \cdot T_{\lambda 3} \cdot T_{\lambda 4}$$

$$\left(= \sum_{n=1}^N t_{\lambda j} / CYn \right) \text{ がコンピュータシステ}$$

ム56に転送され、メモリ63に記憶される。

プロセッサ62は、1測定期間 M_k においてメモリ63に記憶された透過量データ、ダーク光

データ ($T_{\lambda 1}, T_{\lambda 2}, T_{\lambda 3}, T_{\lambda 4}, D$) M_k と、測定開始時 M_0 における透過量データ、グーク光データ ($T_{\lambda 1}, T_{\lambda 2}, T_{\lambda 3}, T_{\lambda 4}, D$) M_0 とから、グーク換算を行ない、しかる後に透過量の変化率 $\Delta T_{\lambda 1}, \Delta T_{\lambda 2}, \Delta T_{\lambda 3}, \Delta T_{\lambda 4}$ を算出する。すなわち透過量の変化率 $\Delta T_{\lambda 1}, \Delta T_{\lambda 2}, \Delta T_{\lambda 3}, \Delta T_{\lambda 4}$ は、

$$\Delta T_{\lambda j} = \frac{1}{M_0} [(T_{\lambda j} - D) M_k - (T_{\lambda j} - D) M_0] \quad (j = 1 \text{ 乃至 } 4) \quad \dots (1)$$

として算出される。なお、 $\Delta T_{\lambda j}$ の算出において対数をとっているのは、光学密度としての変化を表わすためである。

このようにして算出された透過量の変化率 $\Delta T_{\lambda 1}, \Delta T_{\lambda 2}, \Delta T_{\lambda 3}, \Delta T_{\lambda 4}$ から、酸素と結合したヘモグロビン (HbO_2)、酸素の取除かれたヘモグロビン (Hb)、酸化されたチトクロム a, a_3 (CyO_2)、還元されたチ

トクロム a, a_3 (Cy) の濃度変化 $\Delta X_{HbO_2}, \Delta X_{Hb}, \Delta X_{CyO_2}, \Delta X_{Cy}$ をそれぞれ検出することができる。すなわち各成分の濃度変化 $\Delta X_{HbO_2}, \Delta X_{Hb}, \Delta X_{CyO_2}, \Delta X_{Cy}$ は、

$$\Delta X_i = \sum_{j=1}^4 (\alpha_{ij})^{-1} \Delta T_{\lambda j} / l \quad \dots (2)$$

として検出される。ここで α_{ij} は、各波長 λ_j ($\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4$) における各成分 i (HbO_2, Hb, CyO_2, Cy) の吸収係数であり、第4図(a), (b) から予め定まっている。また l は、近赤外光が進行する方向の頭部60の長さである。

このようにしてコンピュータシステム56において検出された各成分の濃度変化 $\Delta X_{HbO_2}, \Delta X_{Hb}, \Delta X_{CyO_2}, \Delta X_{Cy}$ は、換言すれば、脳内の酸素量の変化であるので、これらを出カ装置64に出力させることで、脳内の酸素量の変化を知り診断することができる。

〔発明が解決しようとする問題点〕

ところで、このような診断装置の使用にとつては、システムの効率を上げるために、1人の患者だけでなく複数の患者を同時に診断したりあるいは1人の患者の1つの部位だけでなく、複数の部位をほぼ同時に診断することを望む場合がある。

しかしながら、上述のような従来の装置では、照射側取付具51および検出側取付具52が1組しか備わっていないために、複数の患者を同時に診断することはできず、また1人の患者の複数の部位をほぼ同時に診断することはできなかったもので、システム効率を向上させることができないという問題があった。

本発明は、複数の患者あるいは複数の部位をほぼ同時に測定することが可能なシステム効率の良い診断装置を提供することを目的としている。

〔問題点を解決するための手段〕

本発明は、コンピュータシステムの制御の下で複数の光源から順次に出カされる近赤外光を体内器官に入射させて体内器官からの近赤外光の透過

量を検出する型式の診断装置において、複数の照射側取付具と、該複数の照射側取付具にそれぞれ対応している複数の検出側取付具とを備え、複数の患者または複数の部位を時分割で測定するようになっていることを特徴とする診断装置によって、上記従来技術の問題点を改善しようとするものである。

〔作用〕

本発明では、診断装置は、複数の照射側取付具と複数の検出側取付具のそれぞれに対応した複数の検出側取付具とを備えている。これらの複数の照射側取付具と複数の検出側取付具とを1人の患者の複数の部位に、あるいは複数の患者の所定の部位に取付けて診断を開始する。複数の照射側取付具には、例えばそれぞれに対応した光源群が設けられており、診断を開始すると、複数の光源群のうちの1つが選択され、選択された光源群内の複数の光源が順次に駆動される。これにより、選択された光源群に対応した照射側取付具が取付けられている患者の部位に異なる波長の近赤外光が

順次に入射し、例えば共通の透過量検出手段により透過量が計数される。このようにして1つの光源群の複数の光源が全て駆動されて透過量が計数された後、次の光源群が駆動されて同様の透過量計数処理が行なわれる。このようにして1人の患者の複数の部位あるいは複数の患者の部位を時分割で測定することができる。

〔実施例〕

以下、本発明の実施例を図面に基づいて説明する。

第1図は、本発明に係る診断装置の第1の実施例の構成図である。

第1の実施例の診断装置1では、コンピュータシステム2に複数の光源制御装置3-1乃至3-mと1つの透過光検出装置4とが接続されている。各光源制御装置3-1乃至3-mにはそれぞれ光源群G L D 1乃至G L D mが接続されており、各光源群G L D 1乃至G L D mは各々に対応している光源制御装置3-1乃至3-mにより駆動されるようになっている。光源群G L D 1には、第5

図に示すと同様な4種類の異なる波長 λ_1 , λ_2 , λ_3 , λ_4 の近赤外光を出力する4つの光源L D 1 1, L D 2 1, L D 3 1, L D 4 1が備わっている。同様に光源群G L D mにも4種類の異なる波長 λ_1 , λ_2 , λ_3 , λ_4 の近赤外光を出力する4つの光源L D 1 m, L D 2 m, L D 3 m, L D 4 mが備わっている。

光源群G L D 1の各光源L D 1 1乃至L D 4 1には、出力される近赤外光を案内するための光ファイバ5-1 1乃至5-4 1が接続され、これらの光ファイバ5-1 1乃至5-4 1の先端部は、照射側取付具6-1に保持されている。同様に、光源群G L D mの各光源L D 1 m乃至L D 4 mには、光ファイバ5-1 m乃至5-4 mが接続され、これらの光ファイバ5-1 m乃至5-4 mの先端部は、照射側取付具6-mに保持されている。このように第1の実施例の診断装置1には、複数の光源群G L D 1乃至G L D mと、これらの光源群G L D 1乃至G L D mのそれぞれに対応した複数の照射側取付具6-1乃至6-mとが備わっている。

複数の照射側取付具6-1乃至6-mには、複数の検出側取付具7-1乃至7-mがそれぞれ対応づけられている。検出側取付具7-1乃至7-mにはそれぞれ光ファイバ8-1乃至8-mが保持されており、光ファイバ8-1乃至8-mは透過光検出装置4に接続されている。

このような構成の診断装置1では、コンピュータシステム2は、第2図(a)に示すようなタイミングで光源制御装置3-1に対し光源制御信号L A C 1を与え、第2図(c)に示すようなタイミングで光源制御装置3-mに対し光源制御信号L A C mを与える。なお第2図(a)乃至(d)に示すタイムチャートでは、2個の光源制御装置、2個の光源群、それぞれ2個の照射側取付具、検出側取付具が設けられていると想定し、mを“2”としている。

光源制御装置3-1に光源制御信号L A C 1が加わると、光源制御装置3-1は第2図(b)に示すように光源L D 1 1乃至L D 4 1にそれぞれ駆動信号A C T 1 1乃至A C T 4 1を順次に出す

る。これにより光源群G L D 1の各光源L D 1 1乃至L D 4 1からは異なる波長 λ_1 乃至 λ_4 の近赤外光が順次に出射されて患者9の例えば頭部10に入射する。頭部10からの透過光は、透過光検出装置4に加わり、透過光検出装置4において透過量 t_{λ_1} , t_{λ_2} , t_{λ_3} , t_{λ_4} が計数される。

このようにしてコンピュータシステム2からの光源制御信号L A C 1により駆動信号A C T 1 1乃至A C T 4 1を順次に出し、光源群G L D 1の各光源L D 1 1乃至L D 4 1を順次に駆動し、頭部6 0からの近赤外光の透過量 t_{λ_1} , t_{λ_2} , t_{λ_3} , t_{λ_4} を計数した後、コンピュータシステム2は、第2図(c)に示すように光源制御信号L A C mを光源制御装置3-mに対し出力する。

光源制御装置3-mに光源制御信号L A C mが加わると、光源制御装置3-mは第2図(d)に示すように光源L D 1 m乃至L D 4 mにそれぞれ駆動信号A C T 1 m乃至A C T 4 mを順次に出す。これにより、光源群G L D mの各光源L D 1

m乃至LD4mからは異なる波長 λ_1 乃至 λ_4 の近赤外光が順次に出力されて患者9の例えば脚部11に入射する。脚部11からの透過光は、透過光検出装置4に加わり、透過光検出装置4において透過量 $t_{\lambda_1'}$ 、 $t_{\lambda_2'}$ 、 $t_{\lambda_3'}$ 、 $t_{\lambda_4'}$ が検出される。しかる後に、コンピュータシステム2は第2図(a)に示すように光源制御信号LAC1を光源制御装置3-1に対し出力するというように、頭部60と脚部11とを交互に時分割で照射し、透過量 t_{λ_1} 、 t_{λ_2} 、 t_{λ_3} 、 t_{λ_4} と透過量 $t_{\lambda_1'}$ 、 $t_{\lambda_2'}$ 、 $t_{\lambda_3'}$ 、 $t_{\lambda_4'}$ と所定の測定期間にわたり交互に計数して透過量データ T_{λ_1} 、 T_{λ_2} 、 T_{λ_3} 、 T_{λ_4} と透過量データ $T_{\lambda_1'}$ 、 $T_{\lambda_2'}$ 、 $T_{\lambda_3'}$ 、 $T_{\lambda_4'}$ とを求める。

このように、第1の実施例では、1つのコンピュータシステム2に複数の光源制御装置3-1乃至3-m、複数の光源GLD1乃至GLDm、複数の照射側取付具6-1乃至6-m、複数の検出側取付具7-1乃至7-mを設け、患者の複数の

計数された後に、光源LD2を駆動するというようになっている。各光源LD1乃至LD4には複数の光ファイバ24-11乃至24-1m、24-21乃至24-2m、24-31乃至24-3m、24-41乃至24-4mが接続されている。光ファイバ24-11乃至24-41の先端部、光ファイバ24-1m乃至24-4mの先端部にはそれぞれ、照射側取付具25-1乃至25-mが設けられている。また、複数の照射側取付具25-1乃至25-mにそれぞれ対応して複数の検出側取付具26-1乃至26-mが設けられている。複数の検出側取付具26-1乃至26-mにはそれぞれ光ファイバ27-1乃至27-mが保持されており、光ファイバ27-1乃至27-mは対応する透過光検出装置23-1乃至23-mにそれぞれ接続されている。

このような構成の診断装置21では、コンピュータシステム22が光源制御装置28に対して光源制御信号LACを与えると、光源制御装置28は、駆動信号ACT1を先づ光源LD1に加える。

部位からの近赤外光の透過量を交互に時分割で計数するようにしているので、コンピュータシステム2の利用効率を著しく高めることができる。

なお、上述の説明では、複数の光源制御装置3-1乃至3-8によって複数の光源GLD1乃至GLDmを駆動するとしたが、1つの光源制御装置によって複数の光源群GLD1乃至GLDmを駆動するようにしても良い。また上述の説明では、1人の患者の複数の部位を時分割で測定するとしたが、複数の患者の例えば同一の部位を時分割で測定することにも適用できる。

第3図は本発明に係る診断装置の第2の実施例の構成図である。

第2の実施例の診断装置21では、コンピュータシステム22に1つの光源制御装置28と複数の透過光検出装置23-1乃至23-mが接続されている。光源制御装置28は、複数の光源LD1乃至LD4を順次に駆動するようになっているが、光源LD1が駆動され、複数の透過光検出装置23-1乃至23-mにおいて所定の透過量が

これにより、光源LD1からは波長 λ_1 の近赤外光が出力される。ところで、第2の実施例では、光源LD1から出力される近赤外光は、複数の光ファイバ24-11乃至24-1mのそれぞれに分割されて頭部60-1乃至60-mに案内される。これによって、頭部60-1乃至60-mは、光源LD1から出力された波長 λ_1 の近赤外光により同時に照射される。頭部60-1乃至60-mからの波長 λ_1 の近赤外光の透過量はそれぞれ透過光検出装置23-1乃至23-mにほぼ同時に加わり、各頭部60-1乃至60-mの透過量が計数される。透過光検出装置23-1乃至23-mでは、計数した頭部60-1乃至60-mの透過量を一時保持しておき、波長 λ_1 の近赤外光の頭部60-1乃至60-mの透過量をコンピュータシステム22に時分割で順次に送る。しかる後に、コンピュータシステム22は、光源制御装置28に2回目の光源制御信号LACを与える。これにより、光源制御装置28は、駆動信号ACT2を光源LD2に加え、光源LD2からは波長

$\lambda 2$ の近赤外光が出力される。波長 $\lambda 2$ の近赤外光は、上述した波長 $\lambda 1$ の近赤外光の場合と同様に複数の光ファイバ24-21乃至24-2mのそれぞれに分割され頭部60-1乃至60-mを同時に照射する。頭部60-1乃至60-mからの波長 $\lambda 2$ の近赤外光の透過光はそれぞれ透過光検出装置23-1乃至23-mにはほぼ同時に加わり、各頭部60-1乃至60-mの透過量が計数される。透過光検出装置23-1乃至23-mで計数された各頭部60-1乃至60-mの透過量は、上述したと同様にして、コンピュータシステムに時分割で順次に送られる。

同様にして光源LD3を駆動して、波長 $\lambda 3$ の近赤外光の頭部60-1乃至60-mからの透過量を計数し、これをコンピュータシステム22に順次に送り、次いで光源LD4を駆動して、波長 $\lambda 3$ の近赤外光の頭部60-1乃至60-mからの透過量をコンピュータシステム22に順次に送って、複数の頭部60-1乃至60-mをほぼ同時に診断することができる。

の構成図、第2図は第1図の診断装置の動作を示すタイムチャートであり、第2図(a)乃至(d)はそれぞれ光源制御信号LAC1、駆動信号ACTX1、光源制御信号LACm、駆動信号ACTXmのタイムチャート、第3図は本発明に係る診断装置の第2の実施例の構成図、第4図(a)、(b)はそれぞれヘモグロビン、チトクロムの吸収スペクトルを示す図、第5図は従来の診断装置の構成図、第6図(a)乃至(d)はそれぞれ駆動信号ACT1乃至ACT4のタイムチャート、第6図(e)は制御信号CTLのタイムチャートである。

1…診断装置、2…コンピュータシステム、

3-1乃至3-m…光源制御装置、

6-1乃至6-m…照射部取付具、

7-1乃至7-m…検出部取付具、

GLD1乃至GLDm…光源群、

LD11乃至LD41、

LD1m乃至LD4m…光源

このように第2の実施例によれば、光源のそれぞれに複数の光ファイバを接続し、複数の患者の例えば頭部60を同様に照射して、頭部60からの透過量を複数の透過光検出装置23-1乃至23-mで計数するようにしているので、コンピュータシステム22のシステム効率を向上させることができる。

なお上述の説明では、複数の患者の同一の部位例えば頭部60を診断するとしたが、1人の患者の複数の部位を診断することにも適用できる。

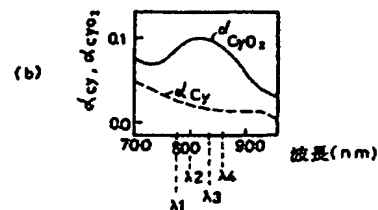
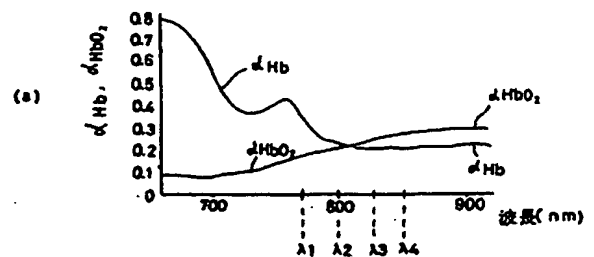
〔発明の効果〕

以上に説明したように本発明によれば、複数の照射部取付具と、該複数の照射部取付具のそれぞれに対応した複数の検出部取付具とを設け、複数の患者あるいは複数の部位を時分割で測定するようにしているので、システム効率を著しく向上させることができる。

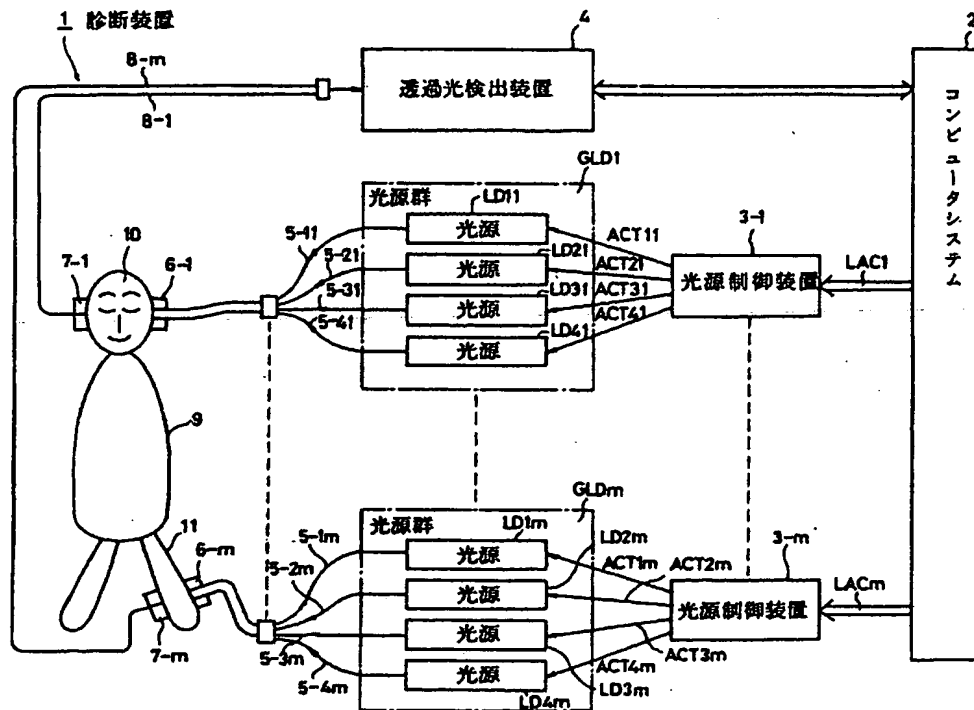
4. 図面の簡単な説明

第1図は本発明に係る診断装置の第1の実施例

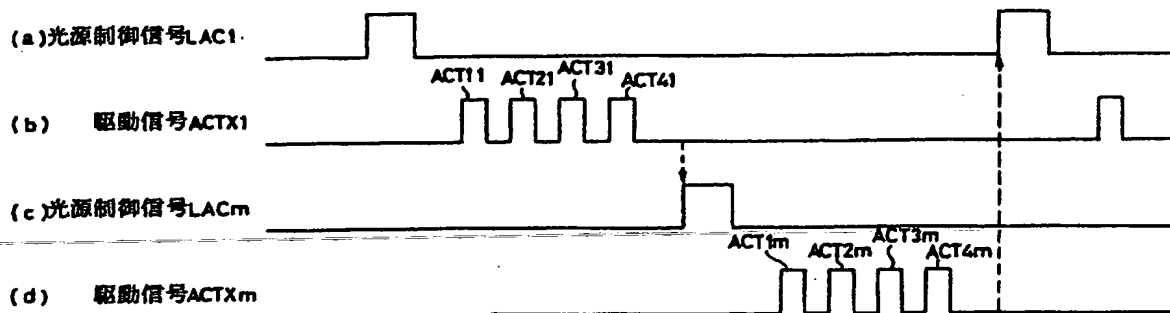
第4図



第 1 図

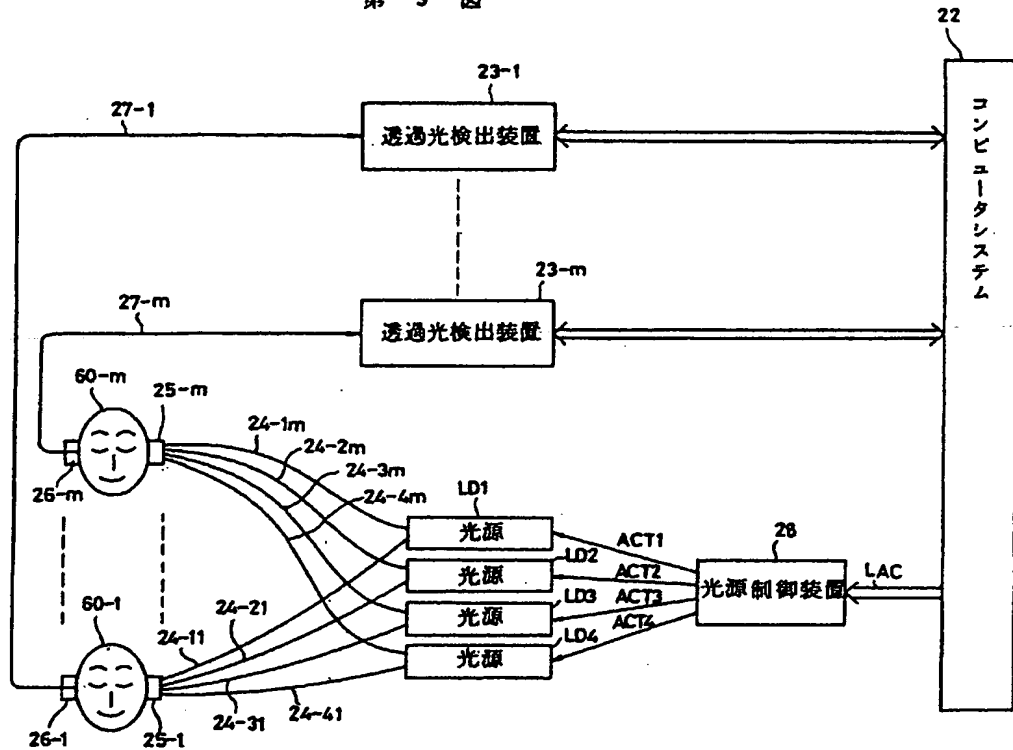


第 2 図



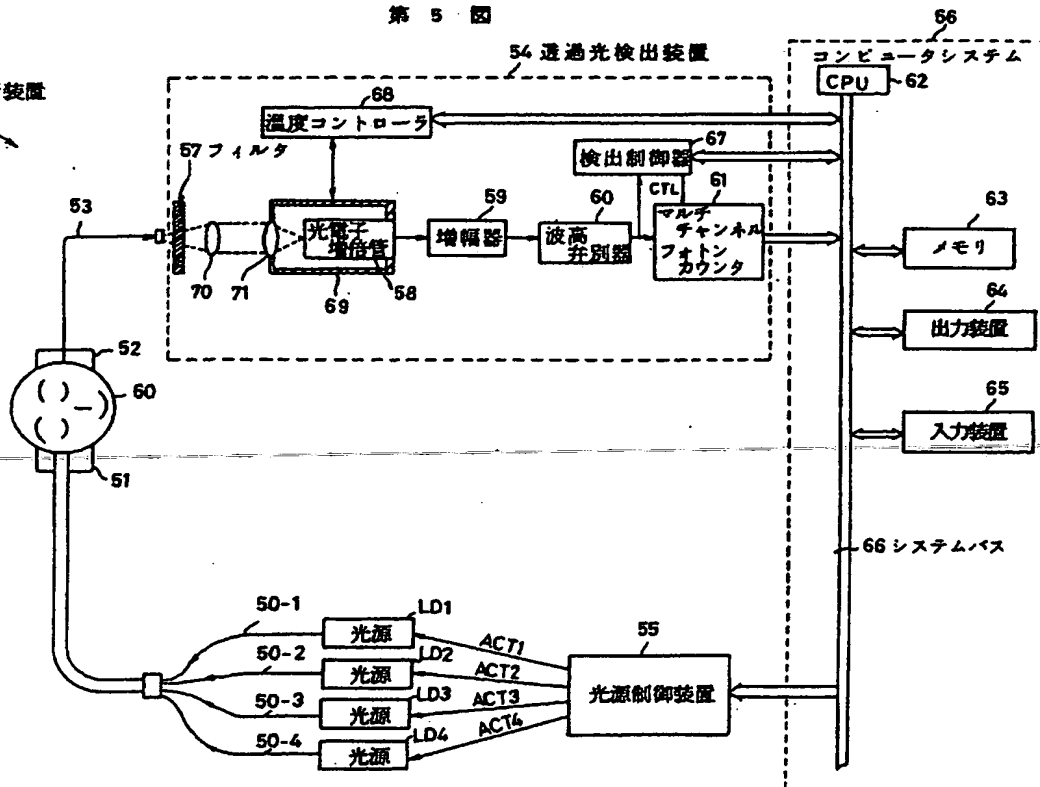
第 3 図

21 診断装置

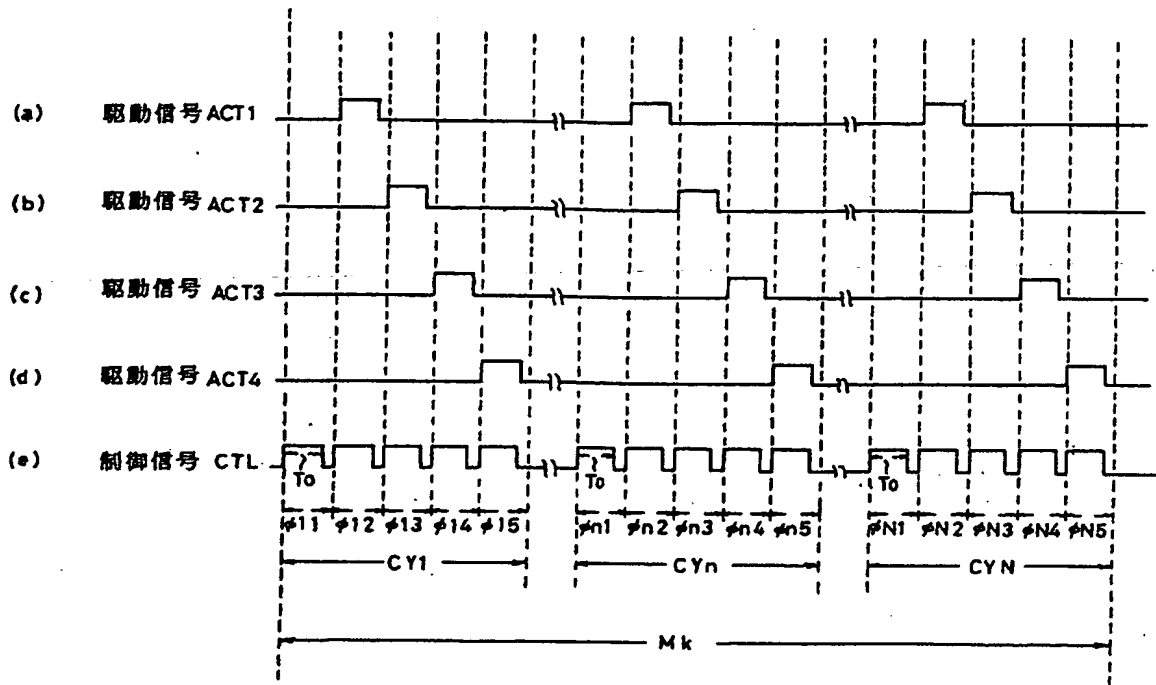


第 5 図

1 診断装置



第 6 図



手 続 補 正 書 (自発)

7 補正の内容

昭和62年9月03日

特許庁長官 小 川 邦 夫 殿

道

1 事件の表示

昭和62年特許願第110470号

2 発明の名称

診 断 装 置

3 補正をする者

事件との関係 特許出願人

住 所 静岡県浜松市市野町1126番地の1

名 称 浜松ホトニクス株式会社

代表者 豊 島 隆 夫

4 代 理 人

住 所 (郵便番号 140)

東京都品川区東大井3丁目20番7号

〔電話東京(784) 8215番〕

氏 名 (9024) 弁理士 植 本 雅 治

5 補正命令の日付 自発

6 補正の対象

- (1) 明細書の「特許請求の範囲」の欄
(2) 明細書の「発明の詳細な説明」の欄

方 式
審 査

(1) 特許請求の範囲を別紙のとおり補正する。

(2) 明細書第2頁第8行目乃至第9行目に「体内器官」とあるのを「体内器官等の被測定物」と訂正する。

(3) 明細書第2頁第11行目、第14頁第20行目に「近赤外光」とあるのを「電磁波」と訂正する。

(4) 明細書第2頁第12行目に「体内器官」とあるのを「被測定物」と訂正する。

(5) 明細書第13頁第3行目乃至第4行目、第13頁第4行目、第13頁第5行目、第13頁第9行目、第13頁第10行目、第18頁第3行目、第19頁第2行目、第19頁第20行目、第20頁第9行目、第20頁第10行目、第24頁第2行目、第24頁第8行目、第24頁第9行目に「患者」とあるのを「被験者」と訂正する。

(6) 明細書第13頁第14行目、第14頁第4行目、第14頁第12行目乃至第13行目、第14頁第13行目、第14頁第20行目、第15頁第5行目乃至第6行目、第15頁第6行目、第24頁第15行目に「患者」とあるのを「被測定物」と訂正する。

(7) 明細書第13頁第18行目乃至第14頁第1行目の「コンピュータシステム……診断装置において、」を削除する。

- (8) 明細書第13頁19行目、第14頁第18行目、第15頁第3行目の「複数の」を削除する。
- (9) 明細書第14頁第12行目、第15頁第5行目に「1人」とあるのを「1つ」と訂正する。
- (10) 明細書第15頁第3行目の「全て」を削除する。
- (11) 明細書第24頁第10行目と第11行目との間に「また上述の実施例では、各光源群は複数の光源を有しているとしたが、1つの白色光源だけを有しフィルタ操作によって異なる波長の電磁波を作るようにしても良い。さらに近赤外光に限らず遠赤外光、可視光、マイクロ波などを用いることも可能である。また本発明の診断装置は、医学的な診断の分野のみならずより広汎な診断すなわち測定分野にも適用可能であり、診断対象は被験者に限らず一般的な物体であっても良い。」を挿入する。

特許請求の範囲

1) 複数の照射側取付具と、該複数の照射側取付具にそれぞれ対応している複数の検出側取付具とを備え、複数の被測定物または複数の部位を時分割で測定するようになっていることを特徴とする診断装置。

2) 前記複数の照射側取付具は、複数の光源群に接続され、前記複数の検出側取付具は、共通の透過光検出装置に接続され、該複数の光源群の各々は、異なる波長の電磁波を順次に出力する光源を備えていることを特徴とする特許請求の範囲第1項に記載の診断装置。

3) 前記複数の照射側取付具のそれぞれは、異なる波長の電磁波を順次に出力する光源に接続され、前記複数の検出側取付具は、対応した透過光検出装置に接続されていることを特徴とする特許請求の範囲第1項に記載の診断装置。